

L 2812 DE (3)



22054
09/980573¹⁹

BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

¹² **Gebrauchsmuster**
¹⁰ **DE 298 16 662 U 1**

⁵¹ Int. Cl.⁶:
A 61 B 5/08
A 61 B 5/00

²¹ Aktenzeichen:	298 16 662.3
²² Anmeldetag:	16. 9. 98
⁴⁷ Eintragungstag:	17. 12. 98
⁴³ Bekanntmachung im Patentblatt:	4. 2. 99

- ⁷³ Inhaber:
Pfützner, Helmut, Univ. Prof. Dr., Bad Gastein, AT;
Futschik, Karl, Dr., Maria Enzersdorf, AT
- ⁷⁴ Vertreter:
Samson & Partner, Patentanwälte, 80538 München

⁵⁴ Vorrichtung zur Detektion von Atmungserkrankungen

DE 298 16 662 U 1

DE 298 16 662 U 1

18.09.99

Anmelder:

1. Univ. Prof. Dr. Helmut Pfützner,
Bahnhofplatz 2,
A-5640 Bad Gastein,
Österreich

5

2. Dr. Karl Futschik
Fürstenstraße 41,
A-2344 Maria Enzersdorf,
Österreich

10

Vorrichtung zur Detektion von Atemwegserkrankungen

15 Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Detektion von Atemwegserkrankungen, insbesondere von Schlafapnoen, unter Einsatz von physiologischen Sensoren und einem lernfähigen Signalauswerter.

Zur Diagnose von Atemwegserkrankungen werden herkömmlicher-
20. licherweise vor allem jene physiologischen Parameter herangezogen, die mit der Funktion der Lungen in unmittelbarem Zusammenhang stehen, wie die mittels Spirographie oder Plethysmographie gemessene Ventilation oder die mittels Stethoskop oder Mikrophon erfaßten Lungengeräusche.
25 Zur Einengung der Diagnose ist es aber vorteilhaft, auch noch weitere Parameter zu erfassen, insbesondere jene, die das Herz/Kreislauf-System charakterisieren. In besonderem Maße gilt dies für den Fall der Schlafapnoen. Unter diesem Begriff versteht man bekanntlich während des
30 Schlafes auftretende Stillstände der Atmung, wobei im Falle der obstruktiven Apnoe die Atembewegungen im wesentlichen erhalten bleiben, während sie im Falle der zentralen Apnoe verloren gehen. Hohe medizinische Relevanz ergibt sich im Falle der vor allem bei schnarchenden
35 Personen auftretenden Apnoe des Erwachsenen als auch im Falle der mit SIDS in Verbindung gebrachten Apnoe des Kleinkindes.

Bezüglich der physiologischen Äußerungen liegen sehr ähnlich gelagerte Probleme auch im Falle anderer Atmungs-erkrankungen vor. Vor allem bezüglich Asthmaerkrankungen laufen breite Bemühungen zur Erstellung von automatischen Diagnosehilfen, wobei es auch hier darum geht, aus der Gesamtheit mehrerer Parameter auf den Typ bzw. den Grad der Erkrankung rückzuschließen. Wegen der Analogie der technischen Umsetzung wird im weiteren nur auf das konkrete Beispiel der Schlafapnoe eingegangen.

Vollständige Diagnosen von Apnoen beruhen meist auf Anwendung der sogenannten Polysomnographie. Dabei wird der Patient im Schlaflabor für eine volle Nacht überwacht, indem eine große Anzahl von physiologischen Parametern aufgezeichnet wird. Die Verfügbarkeit derartiger Einrichtungen ist aber selbst in führenden Industrieländern sehr begrenzt. Als Alternative dienen portable Überwachungsgeräte, die an normalen Klinikbetten eingesetzt werden können. Die Anzahl der erfaßten Parameter ist dabei meist auf vier bis acht begrenzt, was trotz eingeschränkter diagnostischer Aussagefähigkeit als akzeptabler Kompromiß eingestuft wird (vergl. ASDA Standards of Practice in Sleep 17: 372-377, 1994). Damit läßt sich eine effektive Entlastung von Polysomnographiebetten erzielen.

Um die hohen aus stationärer Untersuchung anfallenden Kosten zu reduzieren, werden portable Überwachungsgeräte auch zum Heimmonitoring eingesetzt. Die entsprechende Effizienz bestehender Geräte ist jedoch wegen mangelnder Zuverlässigkeit beschränkt. Frühere Geräteausführungen, die nur ein oder zwei Parameter erfassen, zeigen gute praktische Anwendbarkeit, andererseits aber diagnostische Unzuverlässigkeit wegen ihres geringen Angebots an physiologischer Information. Geräte, welche die - allgemein als ausreichend eingestuften - schon erwähnten vier bis acht Parameter erfassen, erweisen sich im Heimbetrieb wegen ihrer schwierigen Bedienbarkeit als problematisch. Am Körper des Patienten fallen dabei zur spezifischen Erfassung der einzelnen Sensor-Signale mehrere Detektoren an, die über den Körper verteilt zu plazieren sind, z.B. EKG-Elektroden und Dehnungsgürtel an verschiedenen Thoraxre-

16.09.99

gionen sowie im Bauchbereich, Flowsensoren im Mund/Nasen-Bereich, aber auch Oxymeter an den Extremitäten (vergl. z.B. Chest 108, 388-393, 1995). Funktionsstörungen können damit daraus resultieren, daß der ungeschulte Laie die
5 Detektoren nicht korrekt plazierte oder auch daraus, daß sich die Plazierungen während der Überwachung verändern. Letztlich können auch wesentliche Beeinträchtigungen der Schlafqualität resultieren.

Die regionale Verteilung der verschiedenen Sensoren
10 ergibt sich aus dem allgemein gestellten Anspruch, die einzelnen Parameter in physiologisch definierter Weise zu registrieren, wie sie von der Polysomnographie bzw. der allgemeinen klinischen Praxis vorgegeben wird. Für einen bestimmten Parameter werden die Sensoren dabei so ange-
15 bracht, daß die physiologische Größe in spezifischer Weise optimal erfaßt wird. Die spezifische, optimale Erfassung einer physiologischen Größe hat den Vorteil, daß der volle Informationsgehalt genutzt werden kann. So kann z.B. aus dem Signal der Impedanz-Kardiographie in quanti-
20 tativer Weise auf die Blutausschüttung des Herzens geschlossen werden (vergl. z.B. W.G. Kubicek et al. Bio-med.Eng.9, 410-416, 1974), wobei das Elektroden-system aber parallel zur Körperachse anzuordnen ist. Desgleichen kann eine quantitative Kalibrierung bezüglich der Venti-
25 lation der Lungen erzielt werden, sofern das Elektroden-system normal zur Körperachse angeordnet wird (K. Futschik et al. Ber. 14. J.Th.Öst.Ges.Biomed.Techn., 210-213, 1989). Als weiteres Beispiel sei die Elektrokardiographie erwähnt, bei der eine volle diagnostische Nutzung
30 der Signal-Zeitverläufe die Einhaltung einer der zahlreichen spezifisch standardisierten Elektrodenplatzierungen voraussetzt.

Eine Berücksichtigung dieser Bedingungen führt letztlich zu der schon erwähnten Komplexität der derzeit übli-
35 chen Überwachungsgeräte. Als Beispiel sei das in EP 0 504 945 A2 beschriebene Gerät näher diskutiert. Die Positionierung der Meßwertaufnehmer am Körper des Patienten sieht hier folgendes vor: Im oberen und unteren Randbereich des Oberkörpers fallen drei Einmalelektroden zur

Erfassung des EKG an, in seinem Zentrum ein Lagesensor, am Kehlkopf ein Mikrophon zur Erfassung der Schnarchgeräusche, an einem Finger ein Oxymeter-Sensor. Bei vielen Geräten ist zusätzlich im Mund/Nasen-Bereich ein Flow-Sensor vorgesehen. Aufgrund dieses komplizierten Detektionssystems können effiziente Anwendungen nur dann erzielt werden, wenn der Patient an der Klinik entsprechend eingeschult wird, bzw. bereits dort mit spezifisch positionierten Sensorelementen versehen wird. Auch mit diesem Aufwand ist aber mit wesentlichem Datenverlust zu rechnen, dem bei manchen Geräten durch zweiseitige Modem-Kommunikation begegnet wird (vergl. z.B. D.P. White et al. Sleep 18, 115-126, 1995).

Ein wesentliches Kennzeichen der spezifischen Erfassung einer physiologischen Größe ist es, das Signal von Artefakten zu bereinigen. So wird beispielsweise bei Erfassung der Schlafgeräusche üblicherweise ein Mikrophon verwendet, das unmittelbar am Kehlkopf befestigt wird und einen Frequenzgang aufweist, der dem Schnarchen spezifisch angepaßt ist, womit letzteres mittels eines Schwellwertdetektors erkannt werden kann. Desgleichen wird ein Thorax-Dehnungsgürtel üblicherweise so platziert und das von ihm gelieferte Signal so aufbereitet, daß die Atmungsbewegung möglichst artefaktfrei dargestellt werden kann.

Das Ziel der vorliegenden Erfindung ist die Angabe einer Vorrichtung für ein Überwachungsgerät, das durch einfachste Handhabbarkeit durch den Laien gekennzeichnet ist und die Schlafqualität kaum beeinträchtigt.

Erfindungsgemäß wird dieses Ziel mit einer Vorrichtung zur Detektion von Atmungserkrankungen unter Einsatz physiologischer Sensoren und eines lernfähigen Signalauswerters erreicht, die sich dadurch auszeichnet, daß ein Detektor verwendet wird, der aus mehreren verschiedenen physiologischen Sensoren besteht, von denen jeder ein eigenes Mischsignal liefert, wobei der Detektor am Körper des Patienten befestigbar, insbesondere aufklebbar ist, wobei weiters ein Signalaufbereiter zur Vorverarbeitung und Digitalisierung der Signale, ein Speichermedium zur

Aufzeichnung der vorverarbeiteten Signale, ein Signaltrenner, eine Schar von Kenngrößenbildnern, ein Zwischenspeicher für die ermittelten Kenngrößen sowie ein lernfähiger Diagnosebildner vorgesehen ist. Vorteilhaft wird hierdurch am Körper des Patienten nur ein einziger Detektor befestigt, der mehrere verschiedenartige Sensoren enthält, welche nicht spezifisch arbeiten und eine Reihe von Mischsignalen liefern, deren voller Informationsgehalt dadurch genutzt wird, daß die Signale zunächst durch einen Signalaufbereiter vorverarbeitet, digitalisiert und auf ein Speichermedium aufgezeichnet werden und anschließend off-line Signaltrennern zugeführt werden und von diesen aufgetrennt werden, und daß dann die so gewonnenen Signale einer Schar von einfachen, diesen nachgeschalteten Kenngrößenbildnern zugeführt werden, deren Ausgänge an einen lernfähigen Diagnosebildner gelegt werden, welcher zur Diagnoseausgabe trainiert wird.

Auf die Messung definierter artefaktfreier physiologischer Signale wird hier also verzichtet, vielmehr werden Signalartefakte als wesentliche Informationsquellen genutzt. Vorzugsweise wird durch eine große Anzahl von Signalkennwertbildnern der hohe Grad an "verborgener" Information erfaßt, die auch in herkömmlich gemessenen Signalen enthalten ist, jedoch üblicherweise als Artefakt verworfen wird. Die Signalkennwerte werden dem lernfähigen Diagnosebildner zugeführt, der im Rahmen eines Nachtrainings auf die individuelle Einheit von Patient und Detektor angepaßt wird.

Die Aufgabe des Detektors besteht darin, an einem einzigen Aufpunkt des Körpers ein so großes Ausmaß an physiologischer Information zu sammeln, daß es für eindeutige Diagnosen hinreichend ist. Im konkreten Anwendungsfall zur Apnoedetektion sollte dabei - als minimale Anforderung - in eindeutiger Weise zwischen normaler Atmung, obstruktiver Apnoe und zentraler Apnoe unterschieden werden. Die Einpunktdetektion bedeutet a priori, daß die vom Detektor gemessenen Parameter nicht in spezifischer Weise erfaßt werden. Würde man den Meßpunkt einem bestimmten Parameter spezifisch anpassen, so wäre damit

zu rechnen, daß alle weiteren Parameter unspezifisch erfaßt werden. Erfindungsgemäß ist ein Kompromiß vorgesehen, wonach die Detektion dort erfolgt, wo sich für die Gesamtheit aller interessierenden Parameter ein Optimum ergibt.

5 Nach dem obigen scheidet eine Oxymetrie-Messung a priori aus, da an den Extremitäten keine weiteren at-
mungsrelevanten Parameter erfaßbar sind. Ferner ist eine
Flow-Messung nicht möglich, da sich im Mund/Nasen-Bereich
10 keinerlei weitere Parameter anbieten. Diese beiden grund-
sätzlich sehr wesentlichen Parameter scheiden also für
eine Einzelmessung a priori aus. Erfindungsgemäß wird
der Detektor in einer Körperregion positioniert, in der
sich sowohl die Atmungstätigkeit als auch die Herztätig-
15 keit erfassen läßt, wenngleich auch nur in unspezifischer
Weise, im Sinne von Mischsignalen. Bild 1 und Bild 2 zei-
gen zwei mögliche Varianten von Plazierungen, an denen
Mischsignale gemessen werden können, welche sich für ein-
deutige Diagnosen als ausreichend erwiesen. Es handelt
20 sich um Plazierungen im Herz- bzw. im Halsbereich.

Bild 1 zeigt einen herznah plazierten Detektor 1. Er
besteht aus einem - aus elastischem, weich gepolsterten
Material gefertigten und von einer leicht reinigbaren
Kunststoffhaut voll umhüllten - Trägerband 2, das bei-
25 spielsweise mit zwei Pflasterstreifen auf der Haut befe-
stigt werden kann. Die genaue Platzierung kann an der Kli-
nik markiert, die Anbringung unmittelbar vor dem Schlaf
vom Patienten selbst vorgenommen werden. Bei der skiz-
zierten Ausführung ist die Kunststoffhaut nur an vier
30 Stellen zur Kontaktierung von vier erhabenen, aus rost-
freiem Edelstahl gefertigten Elektrodenzylindern 3 unter-
brochen, wobei die Kontaktierung zum Körper durch Elek-
trodenpasta verbessert wird. Darüber hinaus beinhaltet
das Trägerband einen Lotsensor 4 und ein Miniaturmikro-
35 phon 5, die beide von der Kunststoffhaut umhüllt sind.
Der Detektor 1 ist über ein einziges Kabel 6, das z.B.
bei Schlafunterbrechungen durch eine Kupplung 7 unterbro-
chen werden kann, mit dem Aufzeichnungsgerät 8 verbunden,

das zur Signalabspeicherung mit einem Memo-Card-Schreiber versehen ist.

Das vom Mikrophon 5 gelieferte Mischsignal setzt sich aus drei Beiträgen zusammen, die sehr umfangreiche Information beinhalten. Ein Beitrag ergibt sich aus der Herz-
5 tätigkeit, wobei die Herzgeräusche neben der für Apnoen unmittelbar relevanten Herzfrequenz f_H bekanntlich eine große Anzahl von Herz- und Gefäßanomalien charakterisieren. Ein zweiter, aus der Lungentätigkeit resultierender
10 Beitrag charakterisiert die bei zentraler Apnoe gegen Null gehende Atemfrequenz f_L . Das Signalmuster zeigt a priori starke individuelle und diagnostisch nutzbare Schwankungen. Vor allem aber verändert es sich signifikant im Falle der obstruktiven Apnoe, was bei der vorlie-
15 genden Methode ebenso genutzt wird wie das Signalmuster des dritten Beitrags, des Schnarchgeräusches.

Auch die Elektrodenzylinder 3 werden erfindungsgemäß mehrfach genutzt. Nach dem bekannten Grundprinzip der elektrischen Plethysmographie wird in der Herzregion mit-
20 tels der äußeren Elektroden ein hochfrequentes Feld (z.B. mit 100 kHz) aufgebaut. Mittels der inneren Elektroden wird ein Mischsignal registriert, dessen Einhüllende sich aus drei genutzten Beiträgen zusammensetzt. Der sehr niederfrequente Anteil charakterisiert die Atemtätigkeit und
25 liefert die bei zentralen Apnoen gegen Null gehende Lungenfrequenz f_L , während sich obstruktive Apnoen durch Verringerung der Amplitude und gleichzeitige Anstiege des Oberwellengehaltes abzeichnen. Ein höherfrequenter Anteil liefert die Herzfrequenz, sowie - mit Einschränkungen -
30 Informationen über zeitliche Veränderungen der Blutausschüttung des Herzens. Zwei Elektrodenzylinder werden letztlich auch dazu genutzt, ein nichtspezifisches EKG-Signal abzuleiten, das ebenfalls die Herzfrequenz liefert und - mit Einschränkungen - auch zur Erkennung von bei
35 der Schlafüberwachung sehr relevanten Extrasystolen verwendet werden könnte.

Der Lotsensor 4 besteht im skizzierten Fall aus einem zylindrischen Röhrchen, an dessen Innenwandung eine aus weichmagnetischem Material geformte Kugel abrollt, die

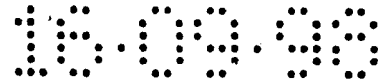
dem Magnetfeld eines am Röhrchenende angebrachten Permanentmagneten ausgesetzt ist und deren Lage aus der - mittels eines am zweiten Ende angebrachten Feldsensors registrierten - entsprechenden Feldverzerrung abgeleitet

5 wird. Die Höhe des Sensorsignals codiert die für das Apnoesyndrom wesentliche Körperlage, die zeitliche Ableitung charakterisiert Körperbewegungen und -unruhen.

Bild 2 zeigt einen Hals-Detektor 9. Auch er besteht aus einem elastischen, weich gepolsterten und von einer
10 Kunststoffhaut voll umhüllten Trägerband 10, das hier aber vorzugsweise zu einem Ring geschlossen wird (z.B. durch ein Klettenband). Auch hier ist ein Lotsensor 11 vorgesehen, der im wesentlichen dieselbe Information wie oben angegeben liefert. Ein Mikrophon 12 liefert ein
15 Mischsignal, wobei hier das Schnarchgeräusch in dominanter Weise auftritt, gefolgt von Lungengeräusch und Herzgeräusch. Die Methode der elektrischen Plethysmographie erwies sich bei der Erprobung des Hals-Detektors als nur wenig effizient. Erfindungsgemäß ist statt dessen ein
20 nach bekannten Grundprinzipien des Dehnungsprinzips arbeitender Plethysmographiesensor 13 vorgesehen, z.B. ein auf einem elastischen Trägerband montierter Dehnungsmeßstreifen. Er wird über der Halsschlagader plaziert, womit er ein Mischsignal liefert, dessen niederfrequenter Anteil die Atmungstätigkeit charakterisiert und der höherfrequente Anteil die Herztätigkeit.
25

Wie bei bekannten Geräten werden die Sensorsignale im portablen, vorzugsweise batteriegespeisten Aufzeichnungsgerät vorverarbeitet und vorzugsweise nach Digitalisierung aufgezeichnet. An der Klinik werden die Signale
30 mittels eines Datenlesers ausgelesen und von einem Rechner verarbeitet. Erfindungsgemäß geschieht dies in drei Schritten, der Separation der Mischsignale, der Bildung von Signalkennwerten und der Auswertung durch den lernfähigen Diagnosebildner.
35

Zur Separation der Mischsignale werden bekannte Verfahren der Filterung eingesetzt, vorzugsweise das in AT 401 340 B beschriebene adaptive Verfahren. Dabei werden das niederfrequente Lungensignal S_L und das höherfrequente



Herzsignal S_H im wesentlichen durch zwei Filter gewonnen, wobei im ersten Fall die obere und im zweiten Fall die untere Grenzfrequenz etwas unter der Herzfrequenz f_H angesetzt wird. Letztere kann beim herznahen Detektor auf einfache, bekannte Art aus dem EKG-Signal gewonnen werden. Beim Hals-Detektor ist diese adaptive Vorgangsweise wegen der Nichtverfügbarkeit eines EKG-Signals nicht möglich. Erfahrungsgemäß ist das Herzsignal hier aber im Mischsignal des Dehnungssensors relativ stark enthalten, womit die Signaltrennung im Vergleich zur herznahen Plethysmographie unkritisch ausfällt. Erfahrungsgemäß ergeben sich hier gute Trennungen bei erwachsenen Patienten mit Grenzfrequenzen um 0,7 Hz, bzw. entsprechend höheren Werten bei Kleinkindern.

Die oben beschriebene Vorgangsweise kann prinzipiell auch zur Separation der vom Mikrophon gelieferten akustischen Mischsignale verwendet werden, was sich wegen überlappender spektraler Anteile hier aber als ungleich schwieriger erweist. Eine im vorliegenden Fall besser anwendbare, bekannte Methode ist die Auftrennung mit Korrelatoren unter Anwendung der Statistik höherer Ordnung. Statt einer exakten Separation ist es erfahrungsgemäß aber für Klassifikationszwecke auch zielführend, das Mischsignal durch eine Reihe von unaufwendigen Filtern Gauß'scher Durchlaßcharakteristik gestaffelter Mittenfrequenz spektralmäßig grob - in nicht näher definierbarer Weise, entsprechend AT 401 226 B - aufzutrennen. Dabei wird die Erfahrung genutzt, wonach obstruktive Apnoen durch eine verstärkte Belegung hoher Spektralanteile charakterisiert sind. Auch gehen sie mit Änderungen von Atem- und Herzgeräuschen einher, die zwar unspezifisch ausfallen, aber von einem lernfähigen Auswerter ebenfalls diagnostisch genutzt werden können.

Mit Ausnahme von f_H , - und mit Einschränkungen auch von S_L und S_H , - kommt den derartig gewonnenen Signalen keine streng definierbare physikalische oder physiologische Bedeutung zu, was aber entsprechend AT 401 226 B für mittels lernfähiger Diagnosebildner, wie insbesondere Neurale Netze, vorgenommene Klassifikationen keinen we-

sentlichen Nachteil darstellt. Wie in AT 401 226 B angegeben, kann auch die weitere Signalverarbeitung in nicht streng definierter Weise vorgenommen werden, indem die Signale mehreren Kenngrößenbildnern zugeführt werden, die
5 als einfach aufbaute Filter oder Signalverzerrer ausgeführt sind und die Aufgabe übernehmen, von jedem Signal mehrere - möglichst unterschiedliche, und damit gut charakterisierende - Abbilder zu liefern. Dabei ist es sinnvoll, über letztere eine zeitliche Mittelung vorzunehmen,
10 um beispielsweise für Zeitfenster von 3 s Dauer stehende Kenngrößen zu gewinnen. Letztere werden schließlich an den Eingang des Diagnosebildners gelegt. Da Apnoeereignissen im allgemeinen zumindest eine Dauer von etwa 10 s zukommt, ist es vorteilhaft, dem Diagnosebildner als Eingangsinformation eine Folge von Kenngrößen zuzuführen,
15 also z.B. drei Scharen von drei aufeinanderfolgenden Zeitfenstern, d.h. die Information von insgesamt 9 s.

20 Der trainierbare Diagnosebildner wird nach dem Stand der Technik aufgebaut. Dazu kann bereits in anderen Bereichen gewonnene Erfahrung genutzt werden. Beispielsweise beschreibt US 5 060 279 A ein Expertensystem mit adaptiven Mustererkennungstechniken unter Einsatz eines trainierbaren Systems, das zur medizinischen Diagnose verwendet wird. Desgleichen dient ein trainierbares Neurales
25 Netz in US 5 092 343 A der Klassifikation von mechanischen und elektrischen Signalen, welche vom Körper produziert werden. In all diesen Fällen wird allerdings kein
30 aus mehreren Sensoren bestehender Detektor verwendet. Unter Nutzung der bewährten Vorlagen wird im vorliegenden Fall z.B. eine dreischichtiges, "supervised" trainiertes Neurales Netz eingesetzt. Der Ausgang kann aus einem einzigen Neuron bestehen, dessen Wert für den Apnoeereignistyp steht, es kann aber auch jedem Wert ein eigenes Neuron
35 zugeordnet werden. Mit der beschriebenen Vorgangsweise ergeben sich hohe Anzahlen von Kenngrößen und damit auch von Eingangsneuronen. Daraus können sehr hohe Synapsenzahlen resultieren. Die daraus folgende Forderung von

sehr umfangreichem Trainingsmaterial stellt hier kaum einen Nachteil dar, da letzteres im Falle von Apnoeereignissen leicht verfügbar ist. Daneben aber kann sich - trotz Verfügbarkeit immer rascherer Rechner - der Nachteil großer Rechenzeiten ergeben. Ihm kann dadurch begegnet werden, daß das Netz zunächst zwar für alle Kenngrößen vortrainiert wird, mit bekannten Methoden der Netzreduktion (z.B. Pruning) aber alle jene Kenngrößen ausgeschieden werden, die zu einer erfolgreichen Klassifikation nur wenig beitragen. Die Leistungsfähigkeit des so anhand von Signalmustern mehrerer Patienten trainierten Netzes kann sich bei der eigentlichen praktischen Anwendung auf neue Patienten als ungenügend erweisen, da individuelle physiologische Schwankungen sowie Abweichungen der Detektorplatzierung zu stark unterschiedlichen Signalmustern führen können. Erfindungsgemäß ist als Abhilfe vorgesehen, das Netz anhand individueller Signalmuster nachzutrainieren, indem dem Netz eine größere Anzahl von Zeitfenstern, für die das Vorliegen von Apnoeereignissen ausgeschlossen werden kann - z.B. aus dem Zeitbereich vor dem Einschlafen - als "normal" klassifiziert angeboten werden. Das Nachtraining, welches das Netz an die individuelle von Patient und Detektor gebildete Gesamtheit anpaßt, wird automatisch eingeleitet. Dem Benutzer kann aber die Aufgabe gestellt werden, den Einschlafzeitpunkt anzugeben.

Bild 3 zeigt eine mögliche Ausführungsform der Signalverarbeitung. Im portablen Aufzeichnungsgerät werden die von den Sensoren kommenden Signale durch Signalaufbereiter 14 vorverarbeitet und digitalisiert. Danach werden die so gewonnenen Signale - das Plethysmographiesignal S_{PI} , das Mikrophonsignal S_{Mic} und das Lotsensorsignal S_{Lot} - auf eine als Speichermedium eingesetzte Memocard 15 aufgezeichnet. Um auch ein EKG-Signal S_{EKG} zu gewinnen, wird das von den zwei inneren Plethysmographieelektroden gelieferte Signal einem Tiefpaß 16 zugeführt, während der hochfrequente - eigentliche - Plethysmographieanteil durch einen Hochpaß 17 entkoppelt wird.

Das Auswertesystem wird auf einem PC implementiert. Die vier von der Memocard 15 offline abgelesenen Signale werden durch Filter 18 - 24 separiert. Aus S_{PI} wird durch einen Tiefpaß 18 das die respiratorische Tätigkeit charakterisierende Lungensignal S_L gewonnen, durch einen Hochpaß 19 das die Blutausschüttung des Herzens charakterisierende Herzsignal S_H . Beide Filter sind adaptiv ausgelegt, indem die Grenzfrequenzen von der Herzfrequenz f_H geführt werden. Zur sicheren Bestimmung von f_H wird S_{EKG} genutzt, indem die Periodendauer mittels des Frequenzdetektors 25 aus dem EKG-Hauptzackenabstand bestimmt wird. Aus S_{Mic} werden durch drei einfache Gauß'sche Filter 20 - 22 drei verschieden abbildende Signale S_{M1} , S_{M2} , S_{M3} gewonnen. Aus S_{Lot} wird durch einen Tiefpaß 23 ein Signalwert S_{Lage} gewonnen, der für die Körperlage codiert, durch einen Hochpaß 24 ein S_{Mot} das Körperbewegungen anzeigt. Die somit gewonnenen acht Teilsignale werden je drei Kenngrößenbildnern 25 zugeführt. Letztere ermitteln in grober Näherung die Spitzenwerte, die Effektivwerte und die Mittelwerte für Zeitfenster von 3 s - sie können einfachst aufgebaut sein, da keinerlei Forderungen nach Exaktheit bestehen -, zu fordern ist nur Eindeutigkeit der Abbildung. Zum Ausgleich individueller Signalunterschiede werden diese für 3 s abgeleiteten Werte auf ihren jeweiligen langfristigen - z.B. für eine Stunde ermittelten - mittleren Wert bezogen. Im Falle von f_H bezieht sich die Aufgabe des Kenngrößenbildners nur auf die Mittelung und den Bezug. Somit ergeben sich letztlich insgesamt 22 Kenngrößen, die an den Eingang eines Neuralen Netzes 26 gelegt werden. Um dem Netz Information über drei aufeinanderfolgende Zeitfenster anzubieten, werden ihm über - quasi um 3 s verzögernde - Zwischenspeicher 27 auch die dem vorangegangenen Zeitfenster entsprechenden Kenngrößen zugeführt, über um 6 s verzögernde Zwischenspeicher 28 auch die vorletzten. Insgesamt ergibt sich damit die hohe Zahl von 66 Eingangsneuronen, die durch Pruning, reduziert werden kann. Der Netzausgang besteht aus drei Neuronen entsprechend der Klassifizierungen "normale Atmung

(NA)", "obstruktive Apnoe (OA)" und "zentrale Apnoe (ZA)".

Nachfolgend sind die wichtigsten Vorgänge der erfindungsgemäßen Vorrichtung noch einmal zusammengefaßt:

5 Am Körper des Patienten wird nur ein einziger Detektor befestigt, der mehrere verschiedenartige Sensoren enthält, welche nicht spezifisch arbeiten und eine Reihe von Mischsignalen liefern. Der volle Informationsgehalt wird dadurch genutzt, daß die Signale ggf. off-line Signal-
10 trennern 18 zugeführt werden (zuvor können die Signale ggf. durch einen Signalaufbereiter 14 vorverarbeitet, digitalisiert und auf ein Speichermedium 15 aufgezeichnet werden) und von diesen aufgetrennt werden, und daß dann
15 die so gewonnenen Signale einer Schar von einfachen, ggf. diesen nachgeschalteten Kenngrößenbildnern 25 zugeführt werden, deren Ausgänge an einen lernfähigen Diagnosebildner gelegt werden, welcher zur Diagnoseausgabe trainiert wird.

20 Die Kenngrößenbildner können ggf. langfristige Mittelwerte berechnen und aus diesen langfristigen Mittelwerten Abbilder berechnen, die einem einige Sekunden dauernden Zeitfenster entsprechen.

25 Es können ggf. die Mittelwerte für mehrere aufeinanderfolgende Zeitfenster berechnet werden, diese nacheinander einem Zwischenspeicher zugeführt werden, und diese dann aus dem Zwischenspeicher nacheinander dem lernfähigen Diagnosebildner zugeführt werden.

30 Der Diagnosebildner kann ggf. als neuronales Netz ausgeführt sein, welches für sämtliche Kenngrößen vortrainiert wird, dann durch Pruning reduziert wird und durch Nachtraining an die individuelle von Patient und Detektor gebildete Einheit angepaßt wird.

ANSPRÜCHE

1. Vorrichtung zur Detektion von Atmungserkrankungen unter Einsatz physiologischer Sensoren und eines lernfähigen Signalauswerters, dadurch gekennzeichnet, daß ein Detektor (1; 9) verwendet wird, der aus mehreren verschiedenen physiologischen Sensoren (3, 4, 5; 11, 12, 13) besteht, von denen jeder ein eigenes Mischsignal liefert, wobei der Detektor am Körper des Patienten befestigbar, insbesondere aufklebbar ist, wobei weiters ein Signalaufbereiter (14) zur Vorverarbeitung und Digitalisierung der Signale, ein Speichermedium (8; 15) zur Aufzeichnung der vorverarbeiteten Signale, ein Signaltrenner (18-24), eine Schar von Kenngrößenbildnern (25), ein Zwischenspeicher (27; 28) für die ermittelten Kenngrößen sowie ein lernfähiger Diagnosebildner (26) vorgesehen ist.
2. Vorrichtung zur Detektion von Atmungserkrankungen nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Detektor einen Plethysmographie-Sensor (3; 13), einen akustischen Sensor (5; 12) und einen Lotsensor (4; 11) enthält.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Signaltrenner (18-24) zur Trennung der Mischsignale aus Filtern oder Korrelatoren besteht.
4. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1-3, dadurch gekennzeichnet, daß die Kenngrößenbildner (25) Mittelwertsbildner enthalten.
5. Vorrichtung nach einem oder mehreren der Ansprüche 1-4, dadurch gekennzeichnet, daß der Diagnosebildner (26) ein trainierbares neuronales Netz ist.

15.09.93

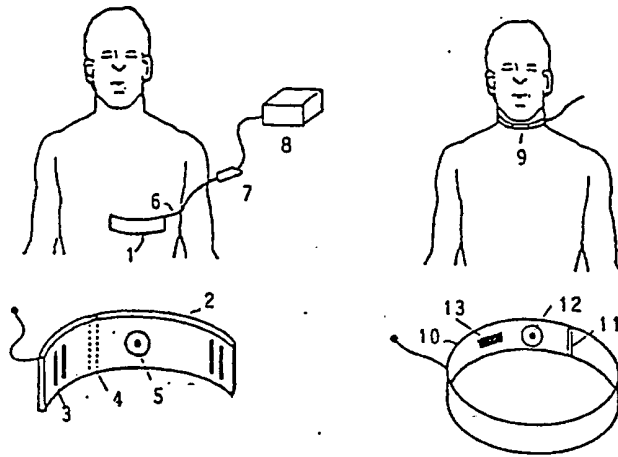


Bild 1

Bild 2

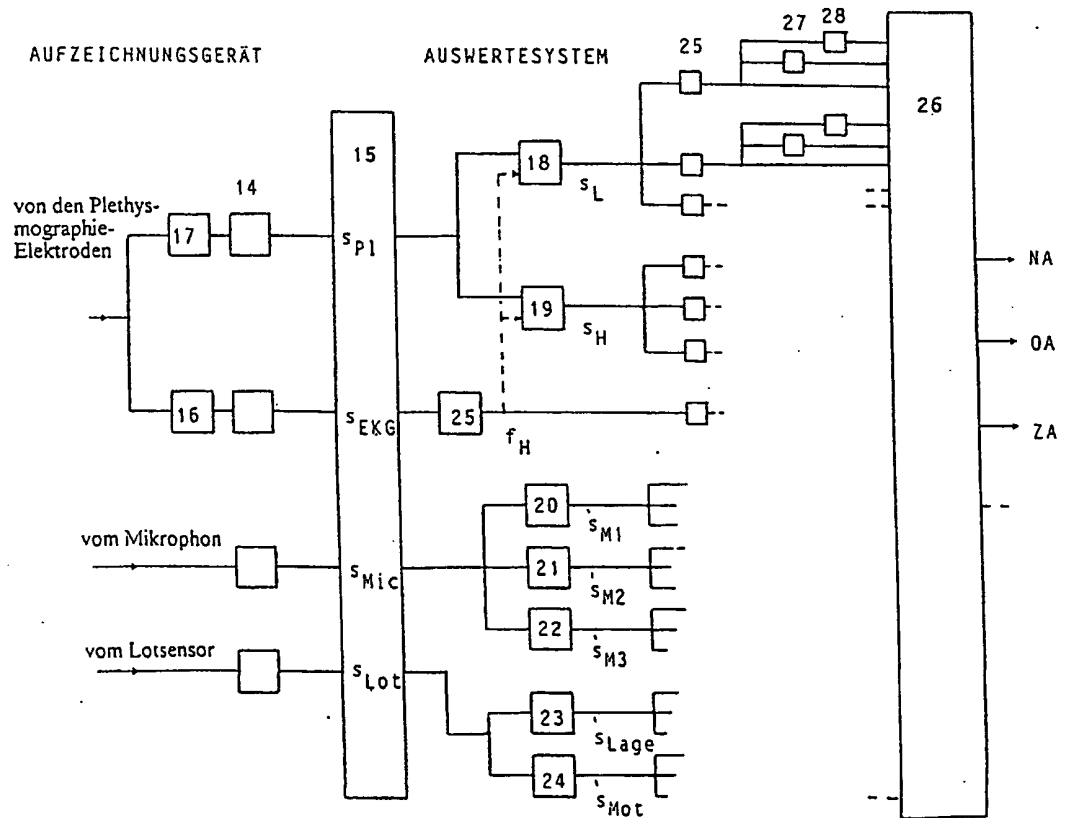


Bild 3